

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA CONSERVADORA

NUEVOS MATERIALES A BASE DE VIDRIO IONOMERO: VIDRIOS IONOMEROS HIBRIDOS Y RESINAS COMPUESTAS MODIFICADAS

por

JOSE CARLOS DE LA MACORRA GARCIA*

MADRID

...Si un hombre os dice que posee la verdad exacta sobre algo, hay razón para creer que es un hombre equivocado.

...El escepticismo puede ser doloroso y puede ser estéril, pero es, por lo menos, honrado y lo engendra la búsqueda de la verdad.

Bertrand Russell

RESUMEN: Existe actualmente un gran interés y una cierta confusión por las propiedades, denominaciones y composiciones de los materiales que se llaman genéricamente **Cementos de vidrio ionómero**. Es un grupo de materiales que, debido a alguna de sus características comunes, tiene gran aceptación clínica. Seguramente debido a ello han experimentado importantes y rápidos avances y cambios de manera que, en la actualidad, son un complejo conjunto formado por varios tipos de materiales distintos, con algunas propiedades comunes y una confusa denominación. Al modificarse mediante la acción de resinas compuestas se han creado nuevos materiales: los cementos de vidrio ionómero **híbridos** y los mal llamados **compómeros**, pareciendo que todos los materiales son similares, sin serlo. Este trabajo revisa el estado actual del tema, propone una clasificación y ordena sus indicaciones.

BREVE RESEÑA HISTORICA

Es fama (1) (2) que los cementos de vidrio ionómero fueron desarrollados por WILSON y KENT en 1969 y que se desarrollaron enormemente desde entonces, especialmente gracias a los esfuerzos divulgativos de McLEAN y WILSON (3) (4) (5) (6) (7) (8). Desde entonces ha pasado mucho tiempo, por lo que para mejor comprender su estado actual es conveniente recordar algunas cosas.

Conviene repasar muy brevemente la composición de algunos materiales predecesores. En la Figura 1 se esquematiza el origen de algunos de ellos. La idea original fue mezclar un vidrio y un ácido poliacrílico en un intento de obtener un material que retuviera las cualidades estéticas del vidrio y las adhesivas del ácido poliacrílico, evitando los inconvenientes que tenían los silicatos, achacadas al ácido fosfórico (entonces se pensaba que la acidez era el problema) o los policarboxilatos (poco estéticos, debido al óxido

(*) Profesor Titular.

de Zn). De esta manera, los cementos de vidrio ionómero, tal y como fueron descritos originalmente, están compuestos por un vidrio, poliácidos y agua (9).

Dichos componentes producen el cemento mediante una reacción ácido-base inmediata (10) de la que hablaremos brevemente más adelante.

LOS COMPONENTES

Vidrio

El vidrio se presentaba y presenta en forma de polvo y es capaz de liberar una gran cantidad de iones (Ca^{2+} , Al^{3+} , Sr^{2+} , La^{2+} o Zn^{2+}) (10) (11); de ahí su nombre: vidrio ionómero, al ser atacado por el ácido. La granulometría (o medida de los granos que lo forman) de este polvo y sus diferentes opacidades y combinaciones de color son trascendentales a la hora de conseguir diferentes grosores de película, colores o translucideces.

Algunos de los componentes de este vidrio merecen consideración especial. La presencia de flúor demostró desde el principio que facilitaba enormemente el manejo del material, al retardar la gelación (9), pues (para decirlo de una manera gráfica) reaccionaba más rápidamente que los iones más pesados. Si estos otros iones reaccionasen más rápidamente, la gelación sería rapidísima y el material sería una pasta inmanejable. Al ser lentamente sustituido el vidrio en la red tridimensional formada, se libera actuando sobre los tejidos vecinos.

Poliácidos

El poliácido, en forma de líquido, cuando se formuló inicialmente estaba compuesto por ácido poliacrílico en una solución acuosa. Pero, dependiendo del fabricante, puede intercambiarse o combinarse con otros ácidos (tartárico, itacónico, maleico, fosfónico). De manera más genérica se puede denominar este ácido como policarboxílico, debido a que su cadena

contiene gran cantidad de radicales carboxílicos — COOH (Figura 2).

Dependiendo del fabricante la presentación puede ser del tipo denominado «anhidra» (9), que consiste en que el poliácido (previamente deshidratado) está incorporado al polvo. Se activa mediante la adición de agua, por lo que tal denominación es equívoca debido a que, en algún momento, el agua debe ponerse en contacto con el poliácido, formando la fase en la que se desarrolla el intercambio iónico.

El ácido tartárico fue un añadido imprescindible a la hora de hacer prácticas clínicamente la velocidad de reacción (112), que hasta entonces era muy pequeña. Además, debido a sus características posibilita trabajar con cristales con menor cantidad de flúor, haciendo factible la existencia de materiales más translúcidos y estéticos.

Agua

Es un componente esencial de la fórmula. Su misión fundamental es proporcionar el medio en que se realizan los intercambios iónicos. Su balance adecuado es fundamental, debido a que su falta o exceso producen enormes alteraciones estructurales del material (13), con tendencia al resquebrajamiento al desecarse (14). Los cementos de vidrio ionómero primeros tenían una molesta tendencia a cuartearse al ser desecados (en cualquier momento, pero principalmente en las primeras fases de la reacción) o erosionarse al ser mojados, fundamentalmente antes de que el cemento estuviera maduro.

LA REACCION DE FRAGUADO

La característica que más ajustadamente define a los cementos de vidrio ionómero ya clásicos, químicos, es la de la reacción de fraguado. Dicha reacción es una reacción ácido-base típica en la que se forma una sal: poliacrilato, polifosfonato, polimaleinato, (policarboxilato, hablando en general) y agua. Dicha sal forma el entramado o matriz que retiene los restos o núcleos de las partículas de vidrio sin reaccionar (Figura 3) formándose así, en sentido estricto, un material compuesto por no homogéneo.

Estos restos sin reaccionar están rodeados por una interfase que los separa de (o une a, según se mire) la matriz por una capa de lo que se ha dado en llamar «gel silícico hidratado». Dicha capa es la zona exterior de las partículas que es atacada por el poliácido y de ella procede el intercambio iónico entre el poliácido y el cristal. El nombre de gel silícico hidratado proviene de que los protones (H^+) que provienen de

la disociación del poliácido se intercambian con los iones metálicos de la zona externa (Figura 4), quedando la superficie *relativamente* rica en sílice y protones, con las características físicas de un gel e hidratada, pues el contenido en ión H^+ es relativamente alto.

Se ha especulado recientemente (15) (16) (17) con la existencia de otra reacción concomitante de fraguado, consistente en la formación de una matriz de silicato, responsable de la maduración del cemento, formada por la reacción química de el sílice del vidrio.

Debemos recordar ahora dos cosas importantes: que esta reacción es posible gracias a la presencia de agua y que, por su propia naturaleza, es una reacción lenta. Esta lentitud es crucial y se debe a las dificultades que tienen los iones extraídos de los cristales para migrar a través de una matriz progresivamente rígida, en busca de sus lugares de acoplamiento. Es

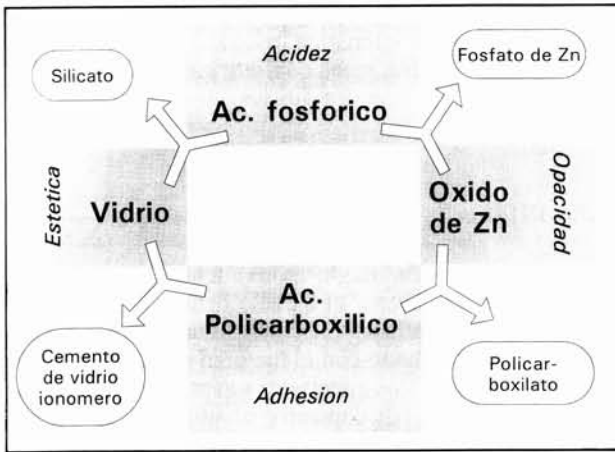


Fig. 1

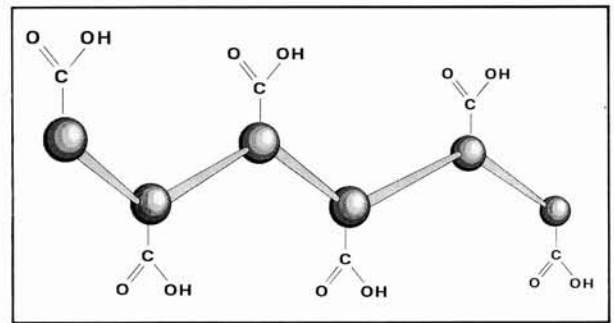


Fig. 2

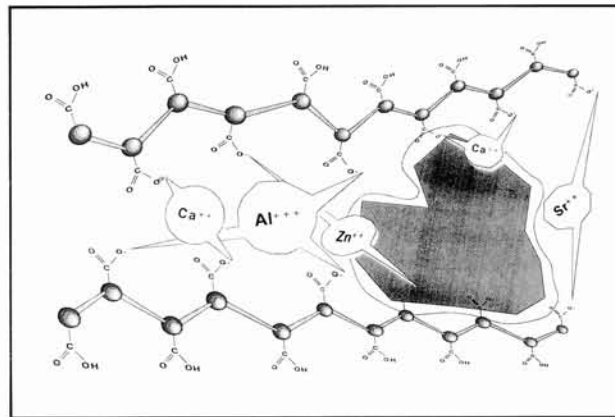


Fig. 3

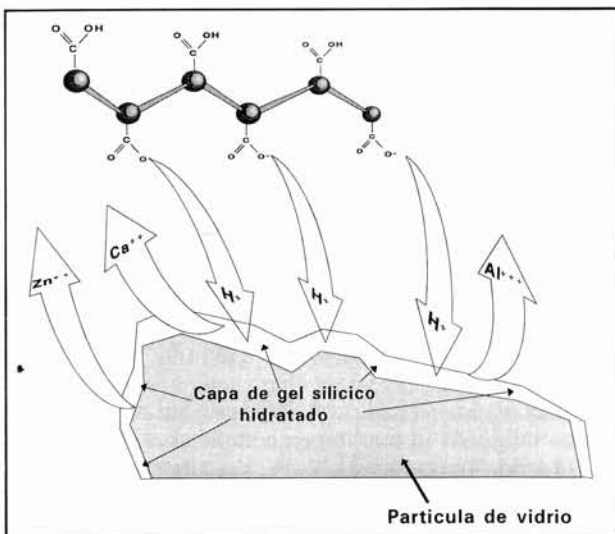


Fig. 4

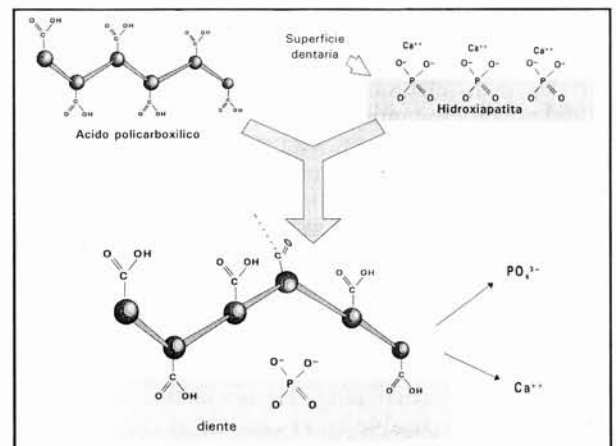


Fig. 5

evidente que los iones de mayor valencia y/o peso molecular (principalmente Al^{+++}) tendrán mayores dificultades pero, a la vez, son los que producen mayor grado de entrecruzamiento entre las diferentes moléculas, lo que produce una red más estable y

resistente. Este fenómeno de lenta maduración de la matriz es una característica inseparable del fraguado de estos materiales, y les confiere sus características de dureza y translucidez finales.

SUS CARACTERISTICAS

Algunas de ellas son, como es lógico pensar, consecuencia de la reacción de fraguado (9) (18) (19). Su dureza aumenta con el tiempo (15), como lo hace la resistencia a la erosión ácida (20) aún una vez fraguado. La exotermia es baja (21) (22), la contracción al fraguar es escasa, pero no nula (23) (24), la estabilidad dimensional se alcanza en ambiente húmedo, no existe monómero, hay una interacción química muy conveniente entre la matriz y el relleno (10) y una muy poco conveniente sensibilidad al desbalance hídrico en las primeras fases del fraguado (25) (26) (27) (28), soportando muy mal los excesos o defectos de agua.

Hay otras peculiaridades muy importantes, no estrictamente debidas a su reacción de fraguado, pero inseparables del material, que son la adhesividad a los tejidos dentarios y la acción cariostática debida a la liberación de flúor.

La capacidad de adherirse a la fase mineral del esmalte (29) (30) (31) o la dentina (32) se cree que pueda ser debida a una unión irreversible de los iones de poliacrilato a la superficie de la hidroxiapatita (10) (33) (34) tal y como se esquematiza en la Figura 5, modificada de WILSON y cols. (33). En dicha superficie desplazan a los iones fosfato, de manera que en la superficie tisular hay policarboxilato incluido y en la superficie de cemento hay iones calcio y fosfato desplazados del diente. Se forma así una unión gradual, sin cambios bruscos de fase, mediante una capa intermedia, de transición (35) entre la masa del cemento y la masa tisular. Se cree que esta es una de las diferencias entre los cementos de vidrio ionómero clásicos, químicos, y los nuevos materiales a base de vidrio ionómero. Más adelante hablaremos de ello en más profundidad.

Un concepto ligado específicamente a estos materiales y en relación con su capacidad adhesiva, es el del acondicionamiento de la superficie a la que se va a adherir. WILSON y McLEAN (9) abogan por el ácido poliacrílico a una concentración de un 30 a un 35%, durante muy poco tiempo: 10 sg. Dentro de la enorme cantidad de propuestas de soluciones remineralizantes, microbicidas, etc., lo más razonable parece ser utilizar dicho políácido (36) debido a que es la parte de la formulación del cemento y contribuye a crear una interfase de unión entre el cemento y el diente. Produce una desmineralización ligera y elimina los restos superficiales. Dichos autores lo proponen como inexcusable en el caso de la aplicación de cementos de vidrio ionómero tipo Cermet (ver más adelante), debido a que estos elementos tienen peor capacidad de fluir y «mojan» peor la superficie dentaria. El ácido poliacrílico del imprimador (término más adecuado, en mi opinión, que «primer», de ex-

clusiva aplicación anglosajona) tendría la misión, entonces, de atravesar el barrillo dentinario y asegurarse de que toda la superficie dentinaria será mojada y entrará en contacto con el material de restauración. En este sentido estos materiales son precursores de los modernos adhesivos con autograbado (37), porque el acondicionador/grabador/imprimador permanece incorporado a la estructura del adhesivo/material de restauración. Este nuevo concepto obliga a un tratamiento distinto del acondicionador, diferente del tratamiento del ácido de grabado clásico: debe aplicarse, secarse y *no eliminarse mediante lavado*.

La liberación de flúor (38) (39) (40) en su entorno inmediato está bien documentada (41) (42) (43) (44) (45); se produce al sufrir el material un ataque ácido y es detectable durante un período largo de tiempo (10). Se ha descrito no hace mucho (35) que la capa intermedia entre el cemento y la dentina, formada por carbonatoapatita fluorada, es de alta resistencia y escasa solubilidad, resultando en una barrera a la disolución de la dentina o el esmalte por el ácido láctico, pudiendo así explicarse la acción cariostática de este material. En relación con ello, se ha descrito una sensibilidad de estos materiales a la acción de los geles domésticos de flúor APF (46), que tan frecuentemente se utilizan con fines preventivos. Tal sensibilidad depende no sólo del pH del gel, sino de la capacidad específica de formar complejos que tenga el ácido incluido en dicho preparado.

La capacidad de adhesión y de liberación de flúor aceleraron la aceptación del material (47) (48) (49) que comenzó a ser ampliamente utilizado como base (50) (51) (52) (53) (54) (55) (56) (57) (58) (59) o forro (60), sellador (61), material para muñones (62) (63) (64) o cavidades de clase II, III o V, tratamientos endodónticos (49) (65), cemento de restauraciones rígidas (66) (67) o bandas ortodóncicas (68) (69). Para adaptarse a los distintos requerimientos clínicos (restauración, cementado, sellado, etc.) se proporcionan los materiales con muy distintas formulaciones, lo que hace que sus características mecánicas sean a veces muy diferentes, según la presentación y el destino previsto (70).

Un material tan completo tenía que tener algún inconveniente: presentan, como hemos reiterado, una molesta *tendencia al resquebrajamiento al desecarse* pues debido a su lentitud en completar el proceso de fraguado, son muy sensibles al desbalance hídrico en las primeras fases (25) (26) (27) (28), lo que quiere decir que no deben desecarse ni humedecerse en las primeras horas. El efecto no es el mismo al secarlos en exceso (resquebrajamiento) que al mojarlos (disolución). Este resquebrajamiento de los cementos de

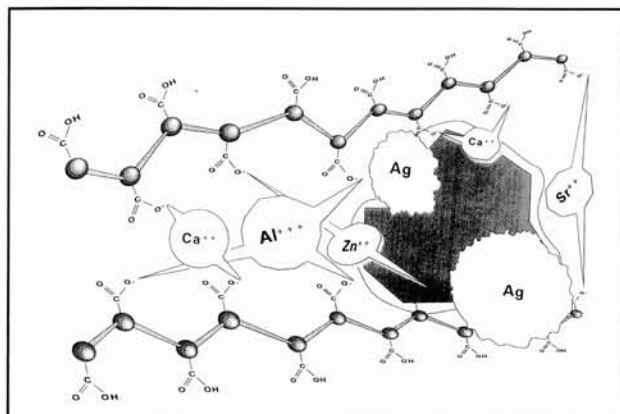


Fig. 6

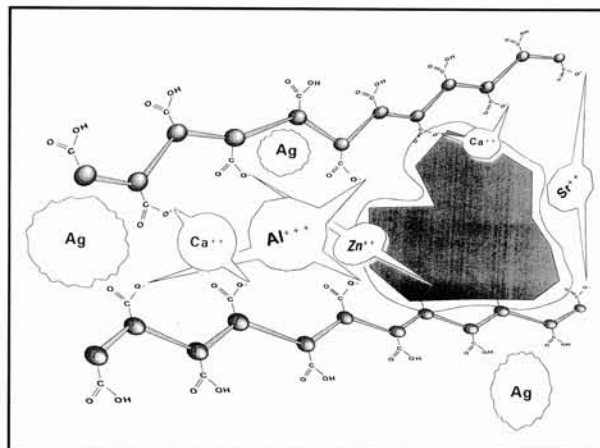


Fig. 7

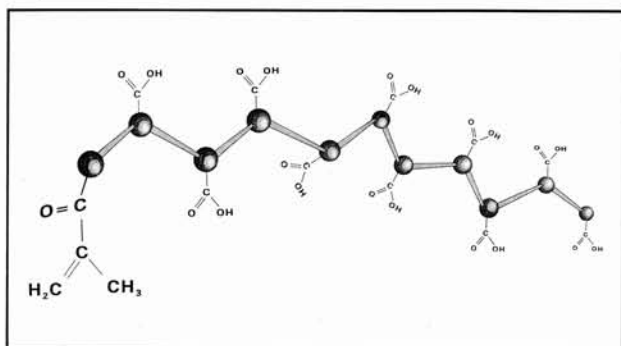


Fig. 8

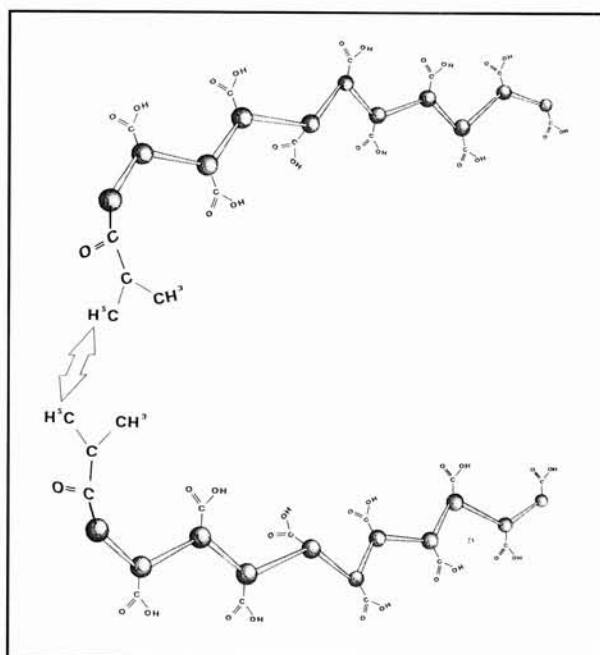


Fig. 9

vidrio ionómero puede explicarse también (24), por el stress interno de contracción que se produce en el seno de un material que debe fraguar adherido a unas paredes rígidas (las de la cavidad), confiando en una cavidad restrictiva, que no le permite la contracción so pena de separarse de las paredes.

Sus *cualidades mecánicas no son muy buenas* (14), al menos al compararlos con las resinas compuestas, y *la reacción es muy lenta*. Esta lentitud en la reacción fue una importante dificultad de los primeros cementos de vidrio ionómero aparecidos, que mejoró sin desaparecer al normalizarse la presencia del ácido tartárico en la mezcla. Para adaptar esta velocidad de reacción a los requerimientos clínicos se propusieron, como decimos, modificaciones de los balances de ácidos en la formulación (71) (72) y para incrementar sus características mecánicas se ideó la incorporación de partículas de plata (73) o de óxido de aluminio (74).

Los cementos de vidrio ionómero con añadido de partículas de plata (Chelon Silver o Ketac Silver, este último encapsulado) merecen un comentario aparte. La resistencia a la abrasión de los cementos normales, sin inclusiones metálicas, es escasa. Al añadir partículas metálicas se busca la incorporación de un material con características físicas adecuadas, que mejore las del conjunto. La idea no es nueva (se publicó en 1985) (73) y consistió en la sinterización o fundido (a 800°) del metal que se quiere añadir sobre las partículas del vidrio original. Este procedimiento aseguraba una fuerte unión metal-vidrio (una unión ceramometálica, al fin y al cabo), de manera que en el cemento fraguado (Fig. 6) se pudiera bruñir el metal de la superficie sin arrancar las partículas, debido a la maleabilidad del metal. Ello aumenta mucho la resistencia a la abrasión, además de mejorar otras propiedades físicas (9). A estos materiales se les dio el nombre de «cermets», aludiendo a su componente ceramometálico. Posteriormente se comercializaron otros materiales, cuya idea de partida era similar, siendo radicalmente distintas las soluciones propuestas. Se trata de las «mezclas milagrosas» (Miracle Mix) (64), extraño y evocador nombre que alude al procedimiento de preparación del material, que consiste en el añadido de una parte de aleación de amalgama al polvo de un cemento comercial, antes de espatularlo con el líquido correspondiente, como el limado de las monedas antiguas de plata, para conseguir limaduras con las que hacer una obturación de amalgama. Esta manera de incluir partículas metálicas en el cemento es, como se ve, muy distinta a la original de fundirlas sobre las partículas de vidrio. En estos preparados las partículas metálicas están meramente atrapadas en la red de poliácido resultante, sin estar unidas a sus otros componentes (Figura 7) ni relacionados con ellos de otra forma que por la proximidad. Por lo tanto, la denominación de «Cermet» no parece adecuada para estas mezclas.

Pero la idea que más aceptación tuvo fue la de modificar el material mediante la combinación con una resina. Realmente, no es una idea nueva, pues ya es vieja la adición de resinas a materiales bien con-

trastados, como, por ejemplo, los hidróxidos de calcio o los cementos de eugenato. Se introdujeron así materiales específicos, distintos: bases (de hidróxido de calcio o similares) fotopolimerizables (de las que el Cavalite fue el precursor), cementos de eugenato «reforzados» y otros. Ello dio lugar (como siempre) a muchas confusiones: los nuevos materiales *no son, no eran* iguales a los antiguos con un refuerzo: son materiales distintos, con procesos de fraguado diferentes, características químicas y mecánicas dispares y comportamiento casi siempre inesperado, que no puede predecirse observando los materiales originales y simplemente superponiendo sus características. Ese es un error que siempre se paga a costa de fracasos clínicos.

En un principio se propuso la simple adición de una combinación de resinas (13). Más tarde surgió la idea de utilizar un ácido policarboxílico con grupos acrílicos unidos a él (75) (Figura 8). Se introdujo así una nueva noción de material **híbrido** (*Vitrabond*, más tarde denominado *Vitrebond* por razones de patentes), con la esperanza de obtener un policarboxilato de vidrio (reteniendo sus cualidades estéticas, adhesivas y de liberación de flúor) que, además, tuviese las cualidades beneficiosas de una resina compuesta, como la de polimerizar bajo la acción de la luz y la de sus buenas cualidades mecánicas. Dicha capacidad de polimerización se debe a la aptitud del grupo acrílico para romper su doble enlace y unirse a otro grupo acrílico cercano, como se idealiza en la Figura 9.

Una reacción no excluye teóricamente a la otra (72) (75) (76) de manera que la reacción ácido-base es suplementada *pero no sustituida* por la citada reacción de polimerización acrílica (11). Para que pueda hablarse en sentido estricto de cemento de vidrio ionómero deben coexistir *ambas* reacciones (10), pero no anularse la reacción ácido-base que da como resultado el policarboxilato antes mencionado. Lo cierto es que la rapidez de la reacción acrílica, con el consiguiente establecimiento de una red de resina sensiblemente rígida *debe* interferir en la formación de la malla de policarboxilato precisa para poder hablar de la existencia de un cemento de vidrio ionómero. No olvidemos que tal reacción se produce gracias a la migración de los iones extraídos del vidrio, que ya tienen suficientes dificultades para desplazarse en un medio acuoso (no olvidemos la lentitud de la reacción) para, además, añadir la dificultad de una red de resina rígida que todo lo envuelve y contiene.

Existe otro novísimo tipo de materiales, que no son capaces de polimerizar ni fraguar sin irradiación lumínica, lo que hace que sea incorrecto denominarlos como cementos de vidrio ionómero, habiéndose inventado el poco eufónico nombre de **compómeros** o **ionosites** para denominarlos. Son el resultado de llevar la filosofía de los materiales híbridos hasta su último extremo: una resina y un relleno.

Tal profusión de materiales genérica e inexactamente conocidos como cementos de vidrio ionómero hace conveniente una ordenación, que intentaremos a continuación.

CLASIFICACION DE LOS MATERIALES A BASE DE VIDRIO IONOMERO

Siguiendo parcialmente a McLEAN y cols. (11), MOUNT (10) y las especificaciones de ANSI/ADA (77), pueden dividirse estos materiales en los siguientes grupos, atendiendo a su formulación (Tabla I):

1. — **Cementos de vidrio-ionómero.** Formados por un cristal —la base— y un copolímero —el ácido—, que endurece *exclusivamente* por una reacción ácido-base de estos dos componentes (11). Otras características importantes son, también, que un cemento de vidrio ionómero tiene un tiempo largo de maduración, después de un fraguado inicial que no agota su reacción, y que su mecanismo de adhesión a los tejidos dentarios es por intercambio iónico mediante difusión entre el material y el diente, de manera que se forma una interfase continua entre ambos. Los antiguos y modernos cementos de vidrio de curado químico exclusivo son los componentes de este grupo. No se activan con luz en ningún momento, y sólo se pueden utilizar previa mezcla. Los representaremos, desde ahora, con las siglas CVI-Q.

2. — **Cementos de vidrio ionómero con resina.** Son aquellos de vidrio ionómero cuya reacción ácido-base de fraguado se ve *complementada* con una reacción de polimerización acrílica, que comienza mediante irradiación lumínica. Previamente a la aplicación de la luz el material ha debido ser mezclado. Esta reacción acrílica puede no darse, de manera que el material es capaz de fraguar en condiciones de oscuridad, bien sea que lentamente. Emplearemos para ellos en este trabajo las siglas CVI-R.

3. — **Resinas compuestas modificadas,** generalmente (aunque no exclusivamente) con vidrios. Son aquellos materiales, para los que se propone el horrible nombre de compómeros, que precisan ineludible y *exclusivamente la acción de la luz* para su curado, y que son de presentación monocomponente. Su composición es, de alguna manera, similar a la de una resina compuesta clásica: una resina y un relleno. La diferencia con ellas es que el relleno pasa de ser inerte a ser activo, pues se espera de él una acción cariostática. Además se pretende una adhesión similar a la de los cementos de vidrio ionómero clásicos o modificados, pero aún no se ha demostrado que la imprescindible y repetidamente mencionada reacción ácido-base se lleve a efecto de manera eficaz, completa y suficientemente rápida. Los distinguiremos

con las iniciales RC-V.

Siguiendo parcialmente a estos mismos autores (11) (17) podríamos hacer la siguiente clasificación, atendiendo esta vez a sus indicaciones (ver Tabla II):

Tipo I: Cementado de restauraciones rígidas. Se requiere buena capacidad de fluir y poco espesor de película, radiopacidad y color adecuado (en el caso de cementado de restauraciones translúcidas, también llamadas estéticas, de resina o de porcelana). Evidentemente, si van a servir de material de cementado de una restauración opaca, deben ser capaces de fraguar en oscuridad.

Tipo IIa: Restauración. Requisitos: buena translucidez y color, resistencia a la abrasión, erosión y esfuerzos mecánicos.

Tipo IIb: Comprende sólo los materiales de restauración con agregados metálicos: «*cermets*» y similares.

Tipo III: Base/fondo. Se requieren: buena radiopacidad, resistencia mecánica y compatibilidad con los otros materiales con los que deben combinarse. Es conveniente, aunque no imprescindible, un color similar al de la dentina.

Tipo IV: Miscelánea. Aunque algunos fabricantes comercializan productos con indicaciones altamente específicas, otros promocionan el empleo del mismo producto para más de una indicación diferente (por ejemplo, base y restauración). Se comercializan productos para utilizarse como selladores de puntos, hoyos y fisuras, material de obturación endodóntico o recubrimiento de superficies radiculares dolorosas.

Como es lógico, cada fabricante procura cubrir la gama de aplicaciones más amplia posible, viendo la composición de sus productos. Hoy en día los fabricantes principales intentan fabricar algún material de cada tipo, casi siempre en dos formulaciones: cementos de vidrio ionómero químicos (CVI-Q) y cementos de vidrio ionómero modificados con resina (CVI-R), fotopolimerizables. Las RC-V son un grupo heterogéneo, pues cada fabricante incluye un modificador diferente, produciendo un material con características distintas.

Veamos seguidamente las consecuencias en cuanto a manejo e indicaciones que tienen las diferentes formulaciones de los materiales más modernos (Grupo 2 y 3).

VIDRIOS IONOMEROS MODIFICADOS CON RESINA (GRUPO 2)

Son, como dijimos anteriormente, aquellos materiales cuya reacción ácido-base de fraguado se ve complementada con una reacción de polimerización acrílica, que se activa mediante irradiación lumínica. Deben ser mezclados y espatulados antes de aplicar la luz, que actúa de igual manera que sobre las resinas compuestas y con similar rapidez. Este grupo de

materiales es, en la actualidad, la punta de lanza de los cementos de vidrio debido a su frágil manejo y buenas cualidades clínicas (67). Una de ellas, ciertamente importante y algo sorprendente, es que son relativamente insensibles a la distancia entre el material y la luz, al polimerizar (78), de manera que no es imprescindible (aunque sí conveniente) que estén

en inmediato contacto con el extremo emisor de luz, lo que muchas veces es imposible, especialmente en los fondos de las cavidades.

Aunque no todos los autores están de acuerdo (79), parece haber un consenso general acerca de que su adaptación al tejido dentinario cortado es más que aceptable (76) (80) (81) pues aunque es menor de la que se cita para los adhesivos de último diseño, es superior a la que se obtiene con los cementos de vidrio ionómero clásicos (82) (59), aunque su estabilidad en el tiempo está en entredicho (83). Contienen frecuentemente en su formulación resinas tipo HEMA (84) que probablemente faciliten su adaptación a la dentina. Esta resina podría ser responsable, además, de mejorar la flexibilidad del conjunto (85). Es decir, que su capacidad adhesiva parece suficiente para un uso clínico adecuado.

Se especula con la consiguiente teoría: durante la polimerización (por acción de la luz) de las resinas presentes en el cemento, debido a la gran tasa de iones liberados de repente, se produce un microambiente ácido que favorece la adsorción (con d) del cemento en la dentina, interpenetrándola (80) y formándose una capa intermedia fina de polímero fuertemente unido al diente. Esta idea se refuerza por el hecho de que la adhesión es mejor si el material se fotopolimeriza (formándose así el microambiente ácido adecuado durante el establecimiento de la interfase) que si únicamente se le permite curar químicamente, lo cual es un buen mandato clínico: los materiales deben curarse por luz en la medida de lo posible, al menos las primeras capas.

Respecto a los imprimadores no parece haberse llegado a un consenso aún, aunque cada vez más autores (85) están de acuerdo en que una imprimación con un compuesto de ácido maleico y HEMA (como el ScotchPrep) o el clásico ácido poliacrílico usado con los CVI-Q (81) mejoran notablemente la capacidad de adhesión de los cementos de vidrio ionómero modificados con resina. Caso de que el material no se acompañe de un imprimador, algunos emplean uno que suele consistir en el mismo copolímero que mezclarán con el polvo y HEMA. Se busca así una mayor humectación de la dentina y una permeabilización y penetración del barrillo, habiéndose descrito una fijación mecánica por entrecruzamiento entre los polímeros y la dentina (80) (81). Pero no se busca la simple eliminación (86) del barrillo (que podría conseguirse con un simple grabado ácido), puesto que por sí sola no garantiza una mejor adhesión. La consecuencia clínica es: acondiciónese la dentina, en vez de grabarla.

Esquematizaremos sus usos de la siguiente manera:

1. — **Liner, fondo o forro.** El principal argumento de aquellos que defienden esta indicación es su capacidad de liberar flúor, que se ha demostrado que se mantiene, aun con la polimerización acrílica (87) (88) (89) aunque a concentraciones inferiores a las precisas, según otros autores (90) (91) (92). Se ha demostrado in vivo el aumento de la captación dentinaria de flúor en la vecindad de estos materiales (93) y su

capacidad antibacteriana (94), debida a los iones F^- o Zn^{2+} , que liberan. Debemos recordar que el ión Zn^{2+} es un conocido agente citotóxico (95), que se libera también de las amalgamas de plata que lo contienen. A este respecto, hay autores (96) que opinan que la citotoxicidad de los iones (F^- , Al^{+++} , Zn^{++} , etc.) liberados en condiciones de bajo pH es la responsable de la sensibilidad que a veces se presenta tras obturar con estos materiales. Hoy en día la aplicación como forro es prácticamente inseparable de la aplicación como base.

2. — **Base** para restauraciones metálicas (97) o de resina compuesta: se ha descrito ampliamente, y felizmente por algunos españoles, la capacidad de estos materiales para adherirse a la amalgama (98) (99) (100) (101) (102) (103). Los posibles beneficios de emplear una base del tipo del que tratamos están en la facilidad para cerrar la interfase y la posibilidad de reponer estructura dentaria para sustituir tejido de soporte. También, aunque con menor énfasis, se hace hincapié en el ahorro de tejido dentario (en cuanto al diseño cavitario) que una restauración metálica adherida podría suponer.

Su radiopacidad se consigue mediante la modificación de los cristales, reemplazando en ellos parte del calcio por estroncio, bario o lantano (9) (89). Cuando se emplean en combinación con resinas compuestas directas o indirectas pueden simular interfases desajustadas, dado que sus opacidades a los rayos son diferentes (104).

Aunque hoy en día la capacidad de aislamiento térmico de los materiales ha perdido vigencia y atrae menos la investigación que la capacidad de sellado, es una característica que aún se estudia. No hay consenso en los resultados, pues algunos autores aseguran que son malos aislantes de los cambios de temperatura (debidos a la luz o a la exotermia de la polimerización) que se producen durante el curado de la resina compuesta superpuesta (105), y otros encuentran adecuadas sus capacidades de aislamiento térmico (106), que mejoran con el aumento de la relación polvo/líquido (107). No parece, por tanto, existir un consenso en este campo. En lo que sí existe acuerdo es en su capacidad para sellar la interfase (81).

Su utilización como base es (junto con la de restauración, ver más adelante) la más extendida y justificable, pues realmente existe, como acabamos de ver, una adhesión muy aceptable a los tejidos dentarios cortados, una excelente compatibilidad con los materiales de restauración y el diente, y una facilidad de uso adecuada.

3. — **Material para muñones.** Por sus características mecánicas y adhesivas son un excelente grupo de materiales para eliminar los socavados de las preparaciones protésicas. Aunque es posible su uso inmediato (colocación, polimerización y tallado sin solución de continuidad), es recomendable dejar que el material madure, al menos 24 horas, antes de tallarlo. En los casos en los que el muñón vaya a ser

Característica	CVI-Q	CVI-R	RC-V
Precisan espátulado	Sí		No
Curado químico: extracción de iones del vidrio y formación de una sal	Exclusivo	Secundario	Improbable
Fotocurado	No	Principal (*)	Exclusivo
Precisa grabado para adherirse a Resina Compuesta	Sí	No	
Sensibilidad a la deshidratación	Elevada	Sí	Escasa
La maduración interviene en el resultado final del cemento de manera	Fundamental	Secundaria	Improbable
(*) : con excepción de: Vitremer Lining Cement (3M) y Advance (Dentrey/Dentsply)			

TABLA I
Cuadro comparativo general de las características de los diferentes grupos (según formulaciones)

MATERIALES					
Tipo	Tipo I (cementado)	Tipo II (restauración)		Tipo III (base/fondo)	Tipo IV (miscelánea)
Fabricante		a	b		
3M	Vitremer Lining Center 1, R	Vitremer 2, R		Vitrebond 2, R	
Ivoclar		Compoglass 3, RC		Vivaglass 2, R	
GC	Fuji I 1, Q Fuji Cap I 1, Q Fuji Duet 1, R	Cervical Cement 1, Q Fuji II 1, Q Fuji Cap II 1 Q Fuji II LC 2, R Fuji II LC Cap 2, R	Miracle Mix 1, C Miracle Mix Cap 1, C	Fuji Lining LC 2, R GC Lining CementI Q	Fuji III (sellado) 1, Q Dentin Cement 1, Q
ESPE	Ketac Cem 1, Q	Chelon 1, Q Ketac Fil 1, Q Photac Fil 2, R	Chelon Silver 1, C Ketac Silver, 1, C	Ketac BondI, Q Photac Bond 2, R	Ketac Endo 1, Q
De Trey/ Dentsply	Aquacem 1, Q Dyract Cem 1, R	Chemfil 1, Q Dyract 3, RC		VariGlass 2, R Baseline 1, Q	
Voco		Ionoseal 2, R			
Kerr				Cavalite3, RC	
Ultradent		Ultra-Blend 3, RC			
DenMat	Infinity 2, R	Geristore 2, R			

TABLA II
1: curado químico *exclusivamente*, 2: duales: *fotocurado* (principal, inmediato) y *quimiocurado* (posterior), 3: *fotocurado exclusivamente*, Q: CVI-Q, R: CVI-R, RC: RC-V, C: «cermet» o asimilado.

recubierto por una restauración translúcida (resina o porcelana) es aconsejable utilizar un material que sea capaz de imitar bien el olor de la dentina circundante, lo que es más fácil de conseguir con los diseños como materiales de restauración.

Debe tenerse en cuenta que es un buen material si va a estar protegido y, de alguna manera, rodeado por el diente, y no lo es si debe formar una parte grande del muñón. Debe, por lo tanto utilizarse para rellenar socavados o zonas retentivas, pero no para suplementar la altura o grosor de una preparación. En el caso de su utilización para socavados, es buena práctica realizar retenciones mecánicas en profundidad, de manera que no se fíe toda la estabilidad del bloque de material a su capacidad adhesiva, pues ésta puede verse sobrepasada por las tensiones y dislaceraciones a que puede verse sometido un muñón.

4. — Material de **restauración**, bien como tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria (108), bien como material de restauración propiamente dicho.

Para su uso como material de restauración es importante la capacidad de soportar la erosión ácida, capacidad que no es ideal (89). Para soportar esta erosión (por alimentos) y la debida a los geles de flúor o al cepillado, más lesiva en estos materiales que en las resinas compuestas, y muy frecuente debido a su habitual utilización cervical, se ha descrito la cobertura del material con un agente glaseador (109) (110), que protege (al menos temporalmente) la integridad de la restauración. Una precaución adecuada podría ser la de, si se va a utilizar un fluoruro tóxico, utilizar uno neutro (111). Estos materiales parecen tener, sin embargo, una resistencia adecuada a la disolución acuosa (112), modificándose poco con el tiempo las propiedades mecánicas, lo que favorece su uso como materiales de restauración.

Su capacidad de imitar el color dentario es muy adecuada aunque su brillo es escaso, pues es difícil fabricar materiales que reflejen la luz como lo hace el diente o la resina compuesta. Esto se debe a que la polimerización de materiales de alto brillo sería más dificultosa (85). Como es lógico, los materiales destinados a ser empleados como restauradores se presentan con gama de colores y diferentes opacidades.

Esta es la principal indicación de este grupo de materiales: la restauración de cavidades de clase III y V, por su inmediatez, facilidad de uso, características carioestáticas y resultados. Al ser menos crítica su utilización que las resinas compuestas, es menos fácil cometer errores en la técnica. En general su utilización es sencilla: un imprimador (que, recordemos sin temor a cansar, *no debe lavarse*) y la obturación. Casi todos los fabricantes recomiendan su colocación en incrementos para minimizar la contracción y asegurarse de la polimerización de toda la masa, especialmente de las primeras capas. Se pueden, a diferencia de los CVI-Q, terminar en el mismo momento, pero recordando que el pulido no puede ser tan adecuado como el de las resinas compuestas, porque ni el material es tan duro (podría desgastarse

con los discos, en vez de pulirse) ni alcanza tanto brillo como ellas, por las razones antes citadas. Un buen proceso de terminación podría ser el de «glasear» el material una vez pulido, bien con el glaseador aportado con la casa comercial, bien con una simple capa de resina sin relleno.

Es controvertida su indicación para restaurar cavidades con carga oclusal (cavidades de clase I o II) que no sean en dientes temporales, y parece lo más sensato no utilizarlas por ahora para ello, salvo en casos extremadamente favorables o como restauración provisional.

5. — **Cementación** de restauraciones rígidas estéticas, y necesariamente **translúcidas**. Los cementos de vidrio ionómero clásicos, químicos, llevan tiempo utilizándose como material de cementado con buenos resultados clínicos (113). Pero la tendencia actual es cementar las restauraciones estéticas (de resina compuesta o porcelana) con resinas compuestas (114) (115) (116), dada la facilidad de manejo clínico y la comodidad y control que supone la fotopolimerización.

Pero la capacidad adhesiva de los CVI-R, su actividad carioestática, su menor contracción de polimerización y su capacidad para liberar el stress de polimerización mediante absorción de agua (89) hacen de ellos una alternativa razonable. Razonable, pero limitada. Limitada a los casos en los que se puede hacer llegar la luz al material de cementado (a través de la restauración, evidentemente), porque si no no se alcanzan los niveles de adhesividad y maduración ideales. Para obviar la necesidad de aplicar la luz al cemento se ha puesto en el mercado una nueva familia de materiales: los CVI-R *para cementación* (117) (118) (119). Diseñados, en un principio, para aplicarse en todos los supuestos del cementado (con o sin cofia metálica, con o sin zonas inaccesibles a la luz, son materiales que no precisan la aplicación de la luz.

Las últimas generaciones de este grupo de materiales se diferencian en algo de las anteriores, y vale la pena repasarlas. Se trata de los materiales de triple curado.

Existe una gran controversia acerca del curado/fraguado de estos materiales. Diversos autores (120) discuten acerca de si la polimerización acrílica activada por la luz detiene o sólo enlentece (85) el curado químico ácido/base del resto de la cadena. Lo cierto es que se describe (120) un endurecimiento progresivo una vez retirada la luz, señal de que ocurre una reacción retardada, seguramente debida en su mayor parte a una lenta reacción ácido/base. Esta lentitud en la reacción se debe, probablemente, a que los distintos iones metálicos (Ca^{2+} , Al^{3+} , Sr^{2+} , La^{2+} o Zn^{2+}) que se intercambian por H^+ en la superficie de la partícula de vidrio tienen dificultades para migrar a través de una malla de acrilato rígida y alcanzar sus lugares de anclaje uniéndose entre sí distintas cadenas o distintas partes de una misma cadena. Y esta dificultad para moverse aumenta cuanto más fragua el cemento, pues más rígida es la estructura.

Esta reacción retardada (121) puede tener efectos

beneficiosos (67), como seguidamente veremos: casi nadie duda de que los CVI-R tienen una contracción de polimerización escasa pero mensurable (76) (85) que, como en el caso de las resinas compuestas, es capaz de provocar problemas en la interfase. Pero es mucho más importante la contracción de polimerización de las resinas compuestas, dato trascendental en el caso de que se combinen ambos materiales, al utilizarse un CVI-R como base de una resina compuesta. En esta situación la resina compuesta es capaz de desalojar la base de su lecho dentinario y crear una interfase donde no la había (85). Se han propuesto la base de su lecho dentinario y crear una interfase donde no la había (85). Se han propuesto técnicas innovadoras (122) pero poco contrastadas para evitar esto, como la que consiste en colocar la resina compuesta por fuera de la base de CVI-R, *sin polimerizar*. Se

polimerizan a continuación *simultáneamente* ambos materiales, en la esperanza de que la relativamente grande contracción de polimerización de la resina compuesta sea compensada por la deformación de la base, de polimerización más lenta.

Para complicar más las cosas se puso en el mercado un material (Vitremmer) del que se asegura que tiene capacidad de curado. A las dos reacciones antes mencionadas se une una tercera de fraguado «en oscuro», que se inicia por un sistema de oxidación/reducción patentado. Dicho sistema se activa al espátular el cemento, de manera que se liberan y activan unos catalizadores microencapsulados que aseguran el fraguado de —teóricamente— toda la masa de cemento, aún en condiciones de oscuridad (123). La significación clínica de este sistema no se ha establecido aún.

RESINAS COMPUESTAS MODIFICADAS (GRUPO 3)

Forman un conjunto de materiales como ya dijimos heterogéneo, pues comprende materiales con cierto tiempo —años— en el mercado (Cavalite, por ejemplo), materiales de relativamente reciente (Dyract) o inmediata aparición (CompoGlass), y materiales aún en experimentación (124), a base de vidrio o similares (125). Las características comunes a todos ellos son: monocomponentes, relleno variable (pero siempre con al menos algo de vidrio capaz de liberar iones: ionómero) matriz originada por una combinación de resinas (generalmente HEMA, TEGDMA) y moléculas policarboxílicas modificadas capaces de polimerizar al ser activado el sistema por la luz. En dicho grupo están englobados los materiales formados por una resina parecida a las que clásicamente intervienen en la formulación de las resinas compuestas (Cavalite, Ultrablend) y los formados por una resina de nuevo diseño, que combina —en teoría— la acción de las resinas clásicas y los ácidos policarboxílicos (Dyract, Compoglass), siendo este último conjunto de materiales el más innovador.

Los resultados iniciales parecen bastante promisorios (126) (127), siendo su principal ventaja la facilidad de utilización: son monocomponentes y basta la fotopolimerización, previo acondicionamiento. Este método de manipulación hace que cada vez se parezcan más a las resinas compuestas clásicas, de las que han evolucionado, convergiendo con los cementos de vidrio.

Este del acondicionamiento ha pasado a ser un paso muy importante en el éxito de estos materiales, e intentaremos explicar por qué. Mediante este paso se persiguen varias cosas: tratar el barrillo dentinario, haciendo accesible la dentina, asegurarse de que el material de restauración (o un compuesto químicamente compatible) «moje» bien el diente, e interponer un material ligeramente elástico entre el material y el diente, para amortiguar las presiones, pero sobre todo

las tracciones, a que el material de restauración se ve sometido durante el fraguado (tracción debida a la contracción de polimerización) o la masticación (proceso de compresión/tracción alternativas).

Gracias a ser, al fin y al cabo, resinas compuestas, parecidas (aunque no en todos los casos iguales) a las clásicas en las que lo que más se ha variado ha sido el relleno, conservan parte de sus características favorables: fácil manipulación, aceptables cualidades estéticas y mecánicas y parte de las desfavorables, entre las que se cuenta (aunque en menor cuantía) la temida contracción de polimerización. Pero son materiales extremadamente novedosos, de los que aún se desconocen muchas cosas, y que seguramente tendrán características propias. Entre ellas, las más importantes y peor conocidas son el tipo de reacción que ocurre en su interior y el comportamiento clínico a largo plazo.

Es evidente que la aplicación de la luz produce un curado de la fase resinosa del material, produciendo una ionización ambiental en su seno que (es posible, pero no demostrado) es responsable de un cierto grado de entrecruzamiento iónico (la tan citada reacción ácido-base, sin la que no es propio hablar de cemento de vidrio ionómero). Pero la ausencia de agua en el seno del cemento dificulta (si no imposibilita) el establecimiento de dicha reacción ácido/base en sentido clásico. Se dice (128) que hay materiales capaces de absorber agua del ambiente oral y/o el fluido dentinario, con lo que se podría iniciar entonces la reacción. Aunque esto no está demostrado, lo cierto es que los resultados obtenidos hasta el momento son positivos (129), aunque sean materiales tan novedosos.

BIBLIOGRAFIA

1. WILSON AD y PROSSER HJ. Aluminosilicate dental cements. En «Biocompatibility of dental materials». Ed.: Smith DC y Williams DF. CRC Press Series in Biocompatibility 3(3):41-77 (1982).
2. WILSON AD y KENT BE. The glass-ionomer cement, a new translucent cement for dentistry. *J Appl Chem Biotechnol* 21:313 (1971). Citado por Wilson y Prosser (1982) (1).
3. McLEAN JW. A new method of bonding dental cements and porcelain to metal surfaces. *Op Dent* 2:130-142 (1977).
4. McLEAN JW. Alternatives to amalgam alloys I. *Br Dent J* 157:432-435 (1984).
5. McLEAN JW y WILSON AD. The clinical development of the glass-ionomer cement I. Formulations and properties. *Aus Dent J* 22:31 (1977).
6. McLEAN JW y WILSON AD. The clinical development of the glass-ionomer cement II. Some clinical applications. *Aus Dent J* 22:120 (1977).
7. McLEAN JW y WILSON AD. The clinical development of the glass-ionomer cement III. The erosion lesion. *Aus Dent J* 22:190 (1977).
8. McLEAN JW. Clinical applications of glass-ionomer cements. *Op Dent Supp* 5:184-190 (1992).
9. WILSON AD y McLEAN JW. Glass-ionomer cement. Ed. Quintessence (1988).
10. MOUNT GJ. Glass ionomer cements. Letter to the editor. *Quint Int* 25(4):225-226 (1994).
11. McLEAN JW, NICHOLSON JW y WILSON AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quint Int* 25(9):587-589 (1994).
12. NICHOLSON JW, BROOKMAN OJ, LACY OM y WILSON AD. Fourier transform infrared spectroscopy of the role of tartaric acid in glass-ionomer dental cements. *J Dent Res* 67(12):1451-1454 (1988).
13. MATHIS RS y FERRACANE JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater* 5:355-358 (1989).
14. TAGGART SE y PEARSON GJ. The effect of etching on glass polyalkenoate cements. *J Oral Rehab* 18:31-42 (1991).
15. WASSON EA y NICHOLSON JW. New aspects of the setting of glass-ionomer cements. *J Dent Res* 72(2):481-483 (1993).
16. CATTANI-LORENTE MA, GODIN C y MEYER JM. Mechanical behaviour of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. *Dent Mater* 10:37-44 (1994).
17. MAEDA T, MATSUYA S y OHTA M. Application of solid-state NMR to the study on setting mechanism of glassionomer cements. *Dent in Japan* 30:106-109 (1994).
18. MOUNT GJ y MAKINSON OF. Glass-ionomer restorative cements: clinical implications of the setting reaction. *Op Dent* 7:134-141 (1982).
19. PROSSER HJ, JEROME SM y WILSON AD. The effect of additives on the setting properties of a glass-ionomer cement. *J Dent Res* 61(10):1195-1198 (1982).
20. WILLIAMS JA, BILLINGTON RW y PEARSON GJ. The effect of maturation on in-vitro erosion of glass-ionomer and other dental cements. *Br Dent J* 173:340-342 (1992).
21. REISBICK MH. Working qualities of glass-ionomer cements. *J Pros Dent* 46(5):525-530 (1981).
22. PANAGIOTOUNI E y KARANIKA-KOUMA A. Comparative study of heat release of various cement base materials during their setting. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odont* 38:45-50 (1995).
23. FEILZER AJ, de GEE AJ y DAVIDSON CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Pros Dent* 1988; 59(3):297-300.
24. DAVIDSON CL, van ZEGHBROECK y FEILZER AJ. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res* 1991; 70:880-882.
25. WILSON AD, PADDON JM y CRISP S. The hydration of dental cements. *J Dent Res* 58(3):1065-1071 (1979).
26. FUKAZAWA M, MATSUYA S y YAMANE M. The mechanism for erosion of glass-ionomer cements in organic-acid buffer solutions. *J Dent Res* 69(5):1175-1179 (1990).
27. PHILLIPS S y BISHOP BM. An in vitro study of the effect of moisture on glass-ionomer cement. *Quint Int* 2:175-177 (1985).
28. SHEN C y GRIMAUDO N. Effect of hydration on the biaxial flexural strength of a glass-ionomer cement. *Dent Mater* 10:190-195 (1994).
29. COURTY TL, MIRANDA FJ, WILLER RD y PROBST RT. Adhesiveness of glass-ionomer cement to enamel and dentin: a laboratory study. *Op Dent* 7:2-6 (1982).
30. ABOUSH YEY y JENKINS CBG. An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. *Br Dent J* 161:179-184 (1986).
31. JEMT T, STALBLAD PA y OIÖLO G. Adhesion to polycarboxylate-based cements to enamel: an in vivo study. *J Dent Res* 65(6):885-887 (1986).
32. OILO G. Bond strength of new ionomer cements to dentin. *Scand J Dent Res* 89:344-347 (1981).
33. WILSON AD, PROSSER HJ y POWIS DM. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res* 62(5):590-592 (1983).
34. MUELLER HJ, BAPNA MS y FAN PL. Heats of reactions between dentine bonding agents and tooth components. *J Oral Rehab* 21:699-706 (1994).
35. GEIGER SB y WEINER S. Fluoridated carbonatoapatite in the intermediate layer between glass-ionomer and dentin. *Dent Mater* 9:33-36 (1993).
37. BERRY EA y POWERS JM. Bond strength of glass-ionomers to coronal and radicular dentin. *Op Dent* 19:122-126 (1994).
37. WATANABE I, NAKABAYASHI N y PASHLEY DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 73(6):1212-1220 (1994).
38. WESENBERG G y HALS E. The in vitro effect of glass-ionomer cement on dentoin and enamel walls. *J Oral Rehab* 7:35-42 (1984).
39. FORSTEN L. Short- and long-term fluoride release from glass-ionomer and other fluoride-containing filling materials in vitro. *Scand J Dent Res* 98:179-185 (1990).
40. CRA. Fluoride release from dental materials. *CRA Newsletter* 18(4):2 (1994).
41. WESENBERG G y HALS E. The structure of experimental in vitro lesions around glass-ionomer cement restorations in human teeth. *J Oral Rehab* 7:175-184 (1981).
42. STANNARD JG y VIAZIS AD. Effect of fluoride from dental materials on acid demineralization of enamel. *Op dent* 13:58-65 (1988).
43. THORNTON JB, RETIEF DH y BRADLEY EL. Fluoride release from and tensile bond strength of Ketac Fil and Ketac Silver to enamel and eentin. *Dent Mater* 2:241-245 (1986).
44. FORSS H y SEPP L. Prevention of enamel demineralization adjacent to glass-ionomer filling materials. *Scand J Dent Res* 98:173-178 (1990).
45. DIONYSOPOULOS P, KOTSANOS N, KOLINIOTOU-KOUBIA E y PAPAGODIANNIS Y. Secondary caries formation in vitro around fluoride-releasing restorations. *Op Dent* 19:183-188 (1994).
46. EI-BADRAWAG, Mc COMB D y WOOD RE. Effect of home-use fluoride gels on glass ionomer and composite restorations. *Dent Mater* 9:63-67 (1993).
47. Comisión de Productos Dentales. FDI Technical report nº 27: guide to the use of glass-ionomer filling materials. *Int Dent J* 37:183-184 (1987).
48. SMALES RJ. Clinical use of ASPA glass-ionomer cement. *Br Dent J* 151:58-60 (1981).
49. TYAS MT. Clinical studies related to glass-ionomers. *Op Dent Supp* 5:191-198 (1992).
50. TAY WM y BRADEN M. Thermal diffusivity of glass-ionomer cements. *J Dent Res* 66(5):1040-1043 (1987).
51. TAY WM y BRADEN M. Dielectric properties of glass-ionomer cements. Further Studies. *J Dent Res* 63(1): 74-75 (1984).
52. PEREZ GUTIERREZ I y NAVAJAS JM. Resistencia a la comprensión de premolares con cavidades OM y con cúspide palatina socavada, al

- obturarlos. *Av Odontost* 5:679-684 (1989).
53. MOUNT GJ. Esthetics with glass-ionomer cements and the «sandwich» technique. *Quint Int* 21:93-101 (1990).
 54. WARREN JA, SODERHOLM K-J y ROBERTS J. PAA film application and the amalgam-PAA-glass-ionomer bond. *Dent Mater* 4:338-340 (1988).
 55. WARREN JA, SODERHOLM K-J. Bonding amalgam to glass-ionomer with PAA. *Dent Mater* 4:191-196 (1988).
 56. SHETH JJ, JENSEN ME, SHETH PJ y VERSTEEG J. Effect of etching glass-ionomer cements on bond strength to comparative resin. *J Dent Res* 68(6):1082-1087 (1989).
 57. KNIBBS PJ, PLANT CG y SHOLVELTON DS. The performance of a Zinc carboxylate luting cement and a glass-ionomer luting cement in general dental practice. *Br Dent J* 2:262-267 (1986).
 58. EAKLE WS. Increasing the resistance of teeth to fracture: bonded composite resin versus glass-ionomer cement. *Dent Mater* 1:228-230 (1985).
 59. HOTTA M y AONO M. Adaptation to the cavity floor of the light-cured glass-ionomer cement base under a composite restoration. *J Oral Rehab* 21:679-685 (1994).
 60. TAM LE, PULVER E, McCOMB D y SMITH DC. Physical properties of calcium hydroxide and glass-ionomer base and lining materials. *Dent Mater* 5:145-149 (1989).
 61. VAN NOORT R. Glass-ionomer cements. En «Dental materials: 1988 literature review». *J Dent* 18:5-23 (1990).
 62. TJAN AHL y MORGAN DL. Metal-reinforced glass-ionomers: their flexural and bond strengths to tooth substrates. *J Pros Dent* 59(2):137-141 (1988).
 63. SIMMONS JJ. The use of miracle mix as a running guide in tooth preparations. Comunicación personal (1984).
 64. SIMMONS JJ. The miracle mixture glass-ionomer and alloy powder. *Tex Dent J* 6-12 (1983).
 65. DE GROOT ME, OGUNTEBI BR, CUNNINGHAM CJ y PINK R. A comparison of tissue reactions to Ketac-Fil and amalgam. *J End* 21(2):65-69 (1995).
 66. CRA. Hybrid-glass-ionomer, state-of-art. *CRA Newsletter* 18(6):1 (1994).
 67. WHITE SN y KIPNIS V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Pros Dent* 69:28-31 (1993).
 68. SEEHOLZER HW y DASCH W. Banding with a glass-ionomer cement. *JCO* 22(3):165-169 (1988).
 69. MAIJER R y SMITH DC. A comparison between zinc phosphate and glass-ionomer cement in orthodontics. *Am J Orth Dentofac Orthop* 93:273-279 (1988).
 70. CATTANI-LORENTE MA, GODIN C y MEYER JM. Early strength of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 9:57-62 (1993).
 71. NICHOLSON JW, BROOKMAN PJ, LACY OM y WILSON AD. Fourier transform infrared spectroscopy of the role of tartaric acid in glass-ionomer dental cements. *J Dent Res* 67(12):1451-1454 (1988).
 72. SMITH DC. Polyacrylic acid-based cements: adhesion to enamel and dentin. *Op Dent Sup* 5:177-183 (1992).
 73. McLEAN JW y GASSER D. Glass-cermet cements. *Quint Int* 5:333-343 (1985).
 74. OILO G y RUYTER IE. The influence of various admixes on the physical properties of a carboxylate cement. *J Dent Res* 62:937-939 (1983).
 75. MITRA SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 70(1):72-74 (1991).
 76. WATSON TF. A confocal microscopic study of some factors affecting the adaptation of a light-cured glass-ionomer to tooth tissue. *J Dent Res* 69(8):1531-1538 (1990).
 77. ANSI/ADA. ANSI/ADA Specification No 66 (1990).
 78. MURCHISON DF y MOORE BK. Influence of curing time and distance on microhardness of eight light-cured liners. *Op Dent* 17:135-141 (1992).
 79. GARCIA-LAEZ I, LUCENA C, ROBLES V y NAVAJAS JM. Efecto de los ionómeros de vidrio auto y fotopolimerizables sobre la filtración marginal. *Arch Odontost* 9(4):188-196 (1993).
 80. LIN A, McINTYRE NS y DAVIDSON RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res* 71(11):1836-1841.
 81. FRIEDL KH, POWERS JM y HILLER KA. Influence of different factors on bond strength of hybrid composites. *Op Dent* 20:74-80 (1995).
 82. RETIEF DH. Adhesion a la dentina. *J Esth Dent (Esp)* 1(5):33-41 (1991).
 83. PRATI C, TAO L, SIMPSON M y PASHLEY DH. Permeability and microleakage of class II resin composite restorations. *J Dent* 22:49-56 (1994).
 84. HINOURA K, MIYAZAKI M y ONOSE H. Dentin bond strength of light-cured glass-ionomer cements. *J Dent Res* 70(12):1542-1544 (1991).
 85. ELIADES G y PALAGHIAS G. In vitro characterization of visible light-cured glass-ionomer liners. *Dent Mater* 9:198-203 (1993).
 86. PRATI C, MONTANARI G, BIAGINI G y PASHLEY DH. Effects of dentin surface treatments on the shear bond strength of Vitrabond. *Dent Mater* 8:21-26 (1992).
 87. MITRA SB. In vitro fluoride release from a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 70(1):75-78 (1991).
 88. FORSS H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *J Dent Res* 72(8):1257-1262 (1993).
 89. TAKAHASHI K, EMILSON CG y BIRKHED D. Fluoride release in vitro from various glass-ionomer cements and resin composites after exposure to NaF solutions. *Dent Mater* 9:350-354 (1993).
 90. HORSTED-BINDSLEV P y LARSEN MJ. Release of fluoride from light cured lining materials. *Scand J Dent Res* 99:86-88 (1991).
 91. FORSTEN L. Short- and long-term fluoride release from glass-ionomer based liners. *Scand J Dent Res* ((:340-342 (1991).
 92. CREANOR SL, CARRUTHERS LMC, SAUNDERS WP, STRANG R y FOYE RH. Fluoride uptake and release characteristics of glass-ionomer cements. *Caries Res* 28:322-328 (1994).
 93. MUKAI M, IKEDA M, YANAGIHARA T, HARA G, KATO K, NAKAGAKI H y ROBINSON C. Fluoride uptake in human dentine from glass-ionomer in vivo. *Arch Oral Biol* 38(12):1093-1098 (1993).
 94. PRATI C, FAVA F, DI GIOGIA D, SELIGHINI M y PASHLEY DH. Antibacterial effectiveness of dentin bonding systems. *Dent Mater* 9:338-343 (1993).
 95. WATAHA JC, HANKS CT, STRAWN SE y FAT JC. Cytotoxicity of components of resins and other dental restorative materials. *J Oral Rehab* 21:453-464 (1994).
 96. BAPNA MS y MUELLER HJ. Leaching of glass-ionomer cements. *J Oral Rehab* 21:577-583 (1994).
 97. WIECZKOWSKY G, YU MM, JOYNT RB y DAVIS EL. Evaluación del microfiltrado en restauraciones de amalgamas utilizadas como bases. *J Esth Dent (Esp)* 2(5):5-9 (1992).
 98. PADROS E, PADROS E, PADROS JL y SERRAT A. Técnica de las amalgamas adheridas. *Quint Esp* 5(7):731-383 (1992).
 99. PADROS E, PADROS JL, PADROS E y SERRAT A. La microfiltración de las amalgamas adheridas. *Arch Odontost*. 7(3):11-47 (1991).
 100. ABOUSH YEY y ELDERTON RJ. Bonding dental amalgam to a light-curing glass-ionomer liner/base. *Br Dent J* 170:219-222 (1991).
 101. GONZALEZ LOPEZ S, FERRER LUQUE CM y NAVAJAS JM. Adhesión de amalgamas con ionómero cermet. Un estudio in vitro. *Rev Eur Odontost* 5(2):69-76 (1993).
 102. GARCIA BARBERO E, VERA V, AZABAL A y LOPEZ CALVO JA. Adhesión de amalgama a cementos de vidrio ionómero fotopolimerizables. *Rev Act Odontost Esp* 431:35-43 (1994).
 103. MARTINEZ INSUA A, GUITIAN RIVERA F, RODRIGUEZ LOSADA C y MORA BERMUDEZ MJ. Las resinas adhesivas en la interfase amalgama-composite: un estudio de mecanismos de fractura y resistencia a la flexotracción. *Av Odontost* 11:117-125 (1995).
 104. AKERBOOM HBM, KREULEN CM, VAN AMERONGEN WE y MOL A. Radiopacity of posterior resins, composite luting cements, and glass ionomer lining cements. *J Pros Dent* 70:351-355 (1993).
 105. GOODIS HE, WHITE JM, MARSHALL SJ, KOSHROVI P, WATANABE, LG y MARSHALL GW. The effect of glass-ionomer liners in lowering pulp temperatures during composite placement, in vitro. *Dent Mater* 9:146-150 (1993).

106. BRANTLEY WA y KERBY RE. Thermal diffusivity of glass ionomer cement systems. *J Oral Rehab* 20:61-68 (1993).
107. INOUE T, SAITOH M y NISHIYAMA M. Thermal properties of glass-ionomer cement. *J Nihon Univ Sch Dent* 35:252-257 (1993).
108. HANSEN EK. Dentin hypersensitivity treated with a fluoride-containing varnish or a light-cured glass-ionomer liner. *Scand J Dent Res* 100:305-309 (1992).
109. HOTTA M e HIRUKAWA H. Abrasion resistance of restorative glass-ionomer cements with a light-cured surface coating. *Op Dent* 19:42-46 (1994).
110. TRIANA R, PRADO MILLAN CP, GARRO BARRIO J y GARCIA-GODOY F. Effect of APF gel on light-cured glass-ionomer cements: an SEM study. *J Clin Pediatr Dent* 18(2):109-113 (1994).
111. CRA. Glass-ionomer & glass-ionomer-resin restoratives eroded by acidic topical fluorides. *CRA Newsletter* 19(4):4 (1995).
112. MITRA SB y KEDROWSKIL. Long-term mechanical properties of glass-ionomers. *Dent Mater* 10:78-82 (1994).
113. VAN DIJKEN JWV. A 6-year evaluation of a direct composite resin inlay/onlay system and a glass ionomer cement-composite resin sandwich restorations. *Acta Odontol Scand* 52:368-376 (1994).
114. JACOBSEN PH y REES JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int Dent J* 42:145-149 (1992).
115. INOKOSHI S, WILLEMS G, VAN MEERBEEK B, LAMBRECHTS P, BRAEM M y VANHERLE G. Dual-cure luting composites. Part I: filler particle distribution. *J Oral Rehab* 20:133-146 (1993).
116. CRA. Glass-ionomer-resin. State-of-the-art. *CRA Newsletter* 17(3):1-3 (1993).
117. DE LA MACORRA JC. Incrustaciones de resina compuesta. *Rev Eur Odontoest* (1995).
118. CRA. Glass-ionomer-resin cements. *CRA Newsletter* 19(3):1-2 (1995).
119. MITCHEL CA, ORR JF, CONNOR KN, MAGILL JPG y MAGUIRE GR. Comparative study of four glass-ionomer cements during pos pull-out tests. *Dent Mater* 10:88-91 (1994).
120. BOURKE AM, WALLS AW y McCABE JF. Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements: the setting reaction. *J Dent* 20:115-120 (1992).
121. BURKE EM, HAMLIN PD y LYNCH EJ. Depth of cure of light-cured glass-ionomer cements. *Quint Int* 21:977-981 (1990).
122. KNIGHT GM. The co-cured, light-activated glass-ionomer cement-composite resin restoration. *Quint Int* 25:97-100 (1994).
123. 3M Dental Products Division. 3M Tri-Cure technology (1992).
124. COHEN BD, COMBE EC, WATTS A y PETERSON RC. Development of two new lining/base materials based upon calcium hydroxide/polyacrylic acid. *Eur J Pros Res Dent* 2(4):179-182 (1994).
125. DICKENS-VENZ SH, TAKAGI S, CHOW LC, BOWEN RL, JOHNSTON AD y DICKENS B. Physical and chemical properties of resin-reinforced calcium phosphate cements. *Dent Mater* 10:100-106 (1994).
126. USAMI Y, SASAKI H, OKAMOTO A, FUKUSHIMA M, KOTA K e IWAKU M. Pulpal response to a new light-activated fluoride releasing liner. *Dent Mater* 9:344-349 (1993).
127. PETERS MCRB y ROETERS FJM. Clinical performance of a new compomer restorative in pediatric dentistry. *J Dent Res* 73: IADR Abstr n° 34 (1994).
128. MARTIN N. Comunicación personal. Madrid, Mayo 1994.
129. PRADO C, LLENA I, FORNER J, GARRO F, GARCIA-GODOY F. Shear bond strength to dentin of resin-reinforced glass-ionomer. *IADR Abstr* 1808 (1994).